

19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

12 Off nl gungsschrift
10 DE 197 40 931 A 1

51 Int. Cl.⁶:
A 61 B 5/021
A 61 B 7/04

21 Aktenzeichen: 197 40 931.8
22 Anmeldetag: 17. 9. 97
43 Offenlegungstag: 1. 4. 99

DE 197 40 931 A 1

71 Anmelder:
Schwarzer GmbH Meßgeräte für die Medizin, 81245
München, DE
74 Vertreter:
Viering, Jentschura & Partner, 80538 München

72 Erfinder:
Neubert, Jürgen, 81245 München, DE
56 Entgegenhaltungen:
US 51 11 826
MANOLAS, J.: "Vergleich von Handgrip-
Apexkardiogramm-Text und Belastungs-EKG
zur Erfassung von Patienten mit koronarer
Herzkrankheit" Herz 18 (1993), Nr. 4,
S. 256-266;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Herzdruckmeßgerät

57 Herzdruckmeßgerät zum kontinuierlichen Messen des Herzdruckes und zum Auswerten desselben, mit einem nicht-invasiven Herzdrucksensor zum fortlaufenden Erfassen des linksventrikulären Herzdruckes und zum Umwandeln der erfaßten Herzdruckwerte in ein elektrisches Herzdrucksignal, einem mit dem Herzdrucksensor gleichstromgekoppelten Verstärker zum Verstärken des elektrischen Herzdrucksignals, einem an den Ausgang des Verstärkers angeschlossenen A/D-Wandler zum Umwandeln des elektrischen Herzdrucksignals in ein digitales Herzdrucksignal, einer an den Ausgang des A/D-Wandlers angeschlossenen rechnergesteuerten Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit, von der in einer jeden Periode des digitalen Herzdrucksignals dessen Minimaldruckwert bestimmbar und von jedem Wert des digitalen Herzdrucksignals unter Ausbildung eines normierten Herzdrucksignals subtrahierbar ist, und einem Speicher zum Speichern der Herzdruckwerte des normierten Herzdrucksignals.

DE 197 40 931 A 1

Die Erfindung betrifft ein Herzdruckmeßgerät zum nicht-invasiven, kontinuierlichen Messen des Herzdruckes eines Menschen und zum Auswerten des gemessenen Herzdruckes.

Aus dem Stand der Technik sind Herzdruckmeßgeräte bekannt, mittels derer der linksventrikuläre Herzdruck eines Menschen invasiv meßbar ist. Zur Messung des Herzdruckes wird ein Drucksensor mit Hilfe eines Katheters in das Herz eingeführt und das von dem Drucksensor ausgegebene elektrische Drucksignal wird einem Verstärker zugeführt und anschließend von einer Auswerteinheit ausgewertet.

Die invasive Messung des linksventrikulären Herzdruckes bedeutet jedoch eine erhebliche Belastung für den Patienten, ist zeitaufwendig und teuer.

Aus dem Artikel "Vergleich von Handgrip-Apexkardiogramm-Test und Belastungs-EKG zur Erfassung von Patienten mit koronarer Herzkrankheit" von J. Manolas, Herz 18 (1993), 256-266 (Nr. 4), ist eine nicht-invasive Methode zum Messen des linksventrikulären Herzdruckes bekannt. Das bei dieser Messung verwendete Herzdruckmeßgerät weist einen nicht-invasiven Herzdrucksensor (eine sog. Marey-Kapsel) auf, der bei Durchführung der Messung derart an der Thoraxwand des zu untersuchenden Patienten fixiert ist, daß der linksventrikuläre Herzdruck von dem Herzdrucksensor erfaßt und in ein elektrisches Herzdrucksignal umgewandelt werden kann. Hierzu muß der Herzdrucksensor gegen die Thoraxwand mechanisch vorgespannt werden.

Das von dem Herzdrucksensor abgegebene elektrische Drucksignal setzt sich aus einem Wechselspannungsanteil, der dem eigentlichen Herzdrucksignal entspricht, und einem Gleichspannungsanteil zusammen, der dem Wechselspannungsanteil überlagert ist. Dieser als A-Pegel bezeichnete Gleichspannungsanteil in dem elektrischen Drucksignal resultiert vorwiegend aus der mechanischen Vorspannung des Herzdruckensors an der Thoraxwand des Patienten. Ferner kann ein Anteil der Betriebsspannung des Herzdruckensors einen zusätzlichen Beitrag zu dem Gleichspannungsanteil des elektrischen Drucksignals liefern.

Um den dem eigentlichen Herzdrucksignal überlagerten Gleichspannungsanteil des von dem Herzdrucksensor abgegebenen elektrischen Drucksignals auszufiltern, ist der Herzdrucksensor bei den herkömmlichen Herzdruckmeßgeräten über einen Kondensator an den Verstärker des Herzdruckmeßgeräts angeschlossen (kapazitive Kopplung). Bei einer solchen kapazitiven Kopplung bildet der in den Signalweg geschaltete Kondensator C (Koppelkondensator) mit dem Eingangswiderstand des Verstärkers R einen Hochpaßfilter, der eine untere Grenzfrequenz f_0 aufweist, so daß ein Signal mit einer Frequenz, die unterhalb der unteren Grenzfrequenz f_0 liegt, ausgefiltert wird. Die untere Grenzfrequenz

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC}$$

wird durch die Zeitkonstante $\tau = RC$ bestimmt. Diese muß daher so bemessen sein, daß die kleinste auftretende Frequenz des zu verstärkenden, eigentlichen Herzdrucksignals (d. h. des Wechselspannungsanteils des elektrischen Drucksignals) ausreichend oberhalb der unteren Grenzfrequenz f_0 liegt. Um dies zu erreichen, beträgt bei den herkömmlichen Herzdruckmeßgeräten die Zeitkonstante τ etwa 3 Sekunden.

Problematisch ist jedoch, daß während der Messung eine Änderung des Gleichspannungsanteils des elektrischen Drucksignals aufgrund einer Änderung der mechanischen Vorspannung des Herzdruckensors auftreten kann. Ursache

für eine Änderung dieser Vorspannung kann z. B. das Atmen oder eine leichte Bewegung des Patienten sein. Liegt die Spitze-Spitze-Spannung des eigentlichen Herzdrucksignals in derselben Größenordnung wie der Betrag der Änderung des Gleichspannungsanteils oder ist sie kleiner als dieser Betrag, so hat diese Änderung einen erheblichen Einfluß auf den Signalverlauf des von dem Herzdrucksensor abgegebenen elektrischen Drucksignals und damit auch auf den Signalverlauf des eigentlichen Herzdrucksignals:

Die Änderung des Gleichspannungsanteils ist mathematisch idealisiert als Spannungssprung darstellbar, der dem aus dem Koppelkondensator und dem Eingangswiderstand des Verstärkers ausgebildeten Hochpaßfilter als Eingangssignal zugeführt wird. Aus Fig. 3 ist die Sprungantwort eines einfachen passiven Hochpaßfilters auf einen eingangsseitigen Spannungssprung bei $t = 0$ ersichtlich. Die Sprungantwort (U_a) ist ein Spannungssprung zur Zeit $t = 0$, der ohne Zeitverzögerung auf den eingangsseitigen Spannungssprung erfolgt und für $t > 0$ mit der Zeitkonstante τ gegen Null relaxiert. Diese Sprungantwort, von dem eigentlichen Herzdrucksignal überlagert, wird dann als Ausgangssignal des Hochpaßfilters dem Verstärker zugeführt und verstärkt. Da das Herzdrucksignal mit dem Herzschlag periodisch ist und daher eine Periodendauer von etwa 0,5 bis 1 Sekunde hat, wird das eigentliche Herzdrucksignal bei Meßgeräten mit kapazitiver Kopplung mit einer Zeitkonstanten von etwa 3 Sekunden durch einen solchen Relaxationsvorgang über mehrere Herzdrucksignalperioden hin verzerrt, mit der Folge, daß das eigentliche Herzdrucksignal nicht oder nur unzuverlässig verarbeitet und ausgewertet werden kann.

Durch die Erfindung wird ein Herzdruckmeßgerät zum kontinuierlichen, nicht-invasiven Messen des Herzdruckes und zum Auswerten desselben bereitgestellt, mit dem eine durch elektrische Ausgleichsvorgänge hervorgerufene Verzerrung des Meßsignals vermieden werden kann.

Dies wird erfindungsgemäß durch ein Herzdruckmeßgerät erreicht, das einen nicht-invasiven Herzdrucksensor zum fortlaufenden Erfassen des linksventrikulären Herzdruckes und zum Umwandeln der erfaßten Herzdruckwerte in ein elektrisches Herzdrucksignal, einen mit dem Herzdrucksensor gleichstromgekoppelten Verstärker zum Verstärken des elektrischen Herzdrucksignals, einen an den Ausgang des Verstärkers angeschlossenen A/D-Wandler zum Umwandeln des elektrischen Herzdrucksignals in ein digitales Herzdrucksignal, einen an den Ausgang des A/D-Wandlers angeschlossene rechnergesteuerte Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit, von der in einer jeden Periode des digitalen Herzdrucksignals dessen Minimaldruckwert bestimmbar und von jedem Wert des digitalen Herzdrucksignals unter Ausbildung eines normierten Herzdrucksignals subtrahierbar ist, und einen Speicher zum Speichern der Herzdruckwerte des normierten Herzdrucksignals aufweist.

Da das erfindungsgemäße Herzdruckmeßgerät einen nicht-invasiven Herzdrucksensor aufweist, ist die Belastung für den Patienten während der Messung gering und diese kann in kurzer Zeit und kostengünstig durchgeführt werden. Ferner wird durch die erfindungsgemäße Gleichstromkopplung zwischen dem Herzdrucksensor und dem Verstärker erreicht, daß der Gleichspannungsanteil des von dem Herzdrucksensor abgegebenen elektrischen Drucksignals nicht über einen Kondensator ausgefiltert, sondern vielmehr mit dem ihm überlagerten eigentlichen Herzdrucksignal (d. h. dem Wechselspannungsanteil des elektrischen Drucksignals) dem Verstärker zugeführt und von diesem verstärkt wird. Dabei kann zwar ein z. B. auf eine plötzliche Bewegung des Patienten zurückzuführender Sprung des Gleichspannungsanteils des elektrischen Drucksignals das eigentliche Herzdrucksignal momentan, d. h. z. B. für eine Peri-

ode des Herzdrucksignals, unauswertbar machen; da jedoch ein solcher Sprung nicht wechsellspannungsgekoppelt dem Eingang des Verstärkers zugeführt wird, wird das eigentliche Herzdrucksignal zwischen solchen Sprüngen nicht verzerrt, sondern ist dem zwischen diesen im wesentlichen gleichbleibenden Gleichspannungsanteil additiv überlagert. Dieser Gleichspannungsanteil des elektrischen Drucksignals wird dann nach dessen Digitalisierung mit Hilfe des A/D-Wandlers von der Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit eliminiert, indem von dieser in einer jeden Periode des digitalen Drucksignals dessen Minimalwert bestimmt wird und von jedem Wert des digitalen Drucksignals innerhalb dieser Periode subtrahiert wird. In dieser Weise wird mit dem erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgerät von dem elektrischen Drucksignal, das von dem Herzdrucksensor abgegeben wird und aus einem Gleichspannungsanteil sowie einem dem eigentlichen Herzdrucksignal entsprechenden Wechselstromanteil zusammengesetzt ist, das eigentliche Herzdrucksignal ermittelt und in Form eines digitalen Signals in dem Speicher des Herzdruckmeßgeräts abgespeichert.

Handelt es sich bei dem Verstärker um einen mehrstufigen Verstärker, so müssen die einzelnen Stufen des Verstärkers ebenfalls gleichstromgekoppelt sein, so daß der oben beschriebene, auf eine Wechselstromkopplung zurückzuführende und die Signalverzerrung bewirkende Relaxationsvorgang bei einem Gleichspannungssprung vermieden wird.

Insgesamt muß der gesamte analoge Signalweg zwischen dem Herzdrucksensor und dem A/D-Wandler des erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgeräts derart ausgebildet sein, daß der Gleichspannungsanteil des von dem Herzdrucksensor abgegebenen Drucksignals nicht ausgefiltert, sondern dem A/D-Wandler zugeführt wird.

Bei dem erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgerät kann zwar ein kapazitiver Herzdrucksensor verwendet werden, wenn dieser schaltungstechnisch derart ausgelegt ist, daß der kapazitive Herzdrucksensor mit dem Eingangswiderstand des Verstärkers keinen Hochpaßfilter ausbildet, so daß auf eine sprunghafte Änderung des Gleichspannungsanteils des elektrischen Drucksignals kein Relaxationsvorgang über mehrere Herzdrucksignalperioden hin auftritt. Erfindungsgemäß wird es jedoch bevorzugt, daß als Herzdrucksensor ein nicht-kapazitiver Herzdrucksensor verwendet wird.

Der Speicher des erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgeräts ist derart ausgelegt, daß die Herzdruckwerte des von der Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit berechneten normierten Herzdrucksignals wenigstens über dessen eine Periode hin in den Speicher ablegbar sind. Bevorzugt weist jedoch das erfindungsgemäße Herzdruckmeßgerät einen solchen großen Speicher auf, daß darin Herzdruckwerte über mehrere Perioden des normierten Herzdrucksignals hin ablegbar sind.

Die von der rechnergesteuerten Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit berechneten und in dem Speicher des erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgeräts gespeicherten Herzdruckwerte des normierten Herzdrucksignals können zum Erstellen eines Apexkardiogramms verwendet werden, indem z. B. diese Daten über eine Schnittstelle an einen Monitor übertragen und von diesem angezeigt werden.

Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform ist das erfindungsgemäße Herzdruckmeßgerät derart ausgelegt, daß mit ihm auch ein sog. Handgrip-Apexkardiogramm-Test (HAT) zur Erfassung von diastolischen Funktionsstörungen bei Patienten mit typischer angina pectoris durchführbar ist. Hierzu weist das erfindungsgemäße Herzdruckmeßgerät einen Herzschallsensor zum fortlaufenden Erfassen des Herzschalls und zum Umwandeln der erfaßten Herzschallwerte in ein elektrisches Herzschallsignal, einen zweiten, an den

Herzschallsensor angeschlossenen Verstärker zum Verstärken des elektrischen Herzschallsignals, und einen zweiten, an den Ausgang des zweiten Verstärkers angeschlossenen A/D-Wandler zum Umwandeln des elektrischen Herzschallsignals in ein digitales Herzschallsignal auf, wobei der Ausgang des zweiten A/D-Wandlers an die rechengesteuerte Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit angeschlossen ist und diese auch derart ausgelegt ist, daß von der Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit das digitale Herzschallsignal unter Ermittlung des Zeitpunkts des Beginns der aortalen Komponente des zweiten Herztons A2 auswertbar ist, und das digitale Herzdrucksignal unter Ermittlung der Höhe der A-Welle A, der gesamten systodiastolischen Amplitude H, der Differenz zwischen dem frühdiastolischen Druck O und dem Druck beim Maximum der A-Welle D, des Zeitpunkts des frühdiastolischen Druckes O, und des Zeitpunkts des Beginns der systolischen Aufwärtsbewegung C des digitalen Herzdrucksignals auswertbar ist, und aus diesen ermittelten Größen diagnostische Parameter berechenbar sind, wobei die ermittelten Größen und die berechneten Parameter in den Speicher ablegbar sind.

Zum Durchführen des Handgrip-Apexkardiogramm-Tests preßt der Patient 2 Minuten lang einen Ballondynamometer mit der Hand (Handgrip) mit 40% seiner maximalen willkürlichen Kraft zusammen. Vor, während und nach dieser Handgrip-Belastung werden mit Hilfe des erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgeräts die oben angegebenen Größen des normierten digitalen Herzdrucksignals und des digitalen Herzschallsignals von der Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit ermittelt und aus diesen Größen in diagnostischer Hinsicht spezifische Parameter berechnet. Die Auswerteinheit des erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgeräts ist derart ausgelegt, daß von ihr insbesondere die folgenden Parameter berechenbar sind:

der Quotient A/H aus der relativen Höhe der A-Welle A und der gesamten systodiastolischen Amplitude H des normierten Herzdrucksignals, der Quotient A/D der relativen Höhe der A-Welle A und der Differenz D zwischen dem frühdiastolischen Druck O und dem Druck beim Maximum der A-Welle des normierten Herzdrucksignals, die totale apexkardiografische Relaxationszeit TART, gemessen vom Beginn der aortalen Komponente des zweiten Herztons A2 des digitalen Herzschallsignals bis zum Zeitpunkt des frühdiastolischen Druckes O des normierten Herzdrucksignals, der totale apexkardiografische Relaxationszeit-Index TARTI, mit

$$TARTI = \frac{A_2 - C}{TART},$$

wobei C der Beginn der systolischen Aufwärtsbewegung in dem normierten Herzdrucksignal ist, und der kombinierte Relaxations- und A-Wellen-Index der gesamten diastolischen Funktion DATI, mit

$$DATI = \frac{TARTI}{A/D}.$$

Für die Bestimmung dieser Parameter ist es zwar ausreichend, wenn die Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit sowie der Speicher des erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgeräts derart ausgelegt sind, daß von der Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit zusätzlich zu den erwähnten Größen des normierten Herzdrucksignals, wie oben beschrieben, lediglich der Zeitpunkt des Beginns der aortalen

Komponente des zweiten Herztons aus dem digitalen Herzschallsignals ermittelbar und in den Speicher ablegbar ist. Bevorzugt ist jedoch das erfindungsgemäße Herzdruckmeßgerät derart ausgelegt, daß mit Hilfe der Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit alle Herzschallwerte des digitalen Herzschallsignals in den Speicher ablegbar sind. Hierdurch wird erreicht, daß nicht nur die oben genannten diagnostischen Parameter als solche, sondern bei Bedarf zusätzlich zu dem Apexkardiogramm auch der Verlauf des Herzschallsignals, das sog. Phonokardiogramm, rekonstruiert werden kann.

Die für den Handgrip-Apexkardiogramm-Test wichtigen diagnostischen Parameter können aus dem Speicher des erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgeräts mit Hilfe einer geeigneten Vorrichtung, z. B. eines Rechners, über eine an den Speicher angeschlossene Schnittstelle abgerufen werden und an einer an den Rechner angeschlossenen Anzeige angezeigt werden.

Damit das Anzeigen dieser Parameter jedoch nicht vom Vorhandensein einer solchen gesonderten Vorrichtung abhängig ist, weist das erfindungsgemäße Herzdruckmeßgerät bevorzugt eine von der rechnergesteuerten Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit gesteuerte Anzeigevorrichtung auf, so daß die von der rechnergesteuerten Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit bestimmten und berechneten Parameter von der Anzeigevorrichtung anzeigbar sind.

Bevorzugt ist diese Anzeigevorrichtung derart ausgelegt, daß von ihr die in dem Speicher gespeicherten Herzdruckwerte des normierten digitalen Herzdrucksignals sowie die ebenfalls in dem Speicher gespeicherten Herzschallwerte des digitalen Herzschallsignals in Form von Signalzügen (d. h. als Apexkardiogramm bzw. Phonokardiogramm) anzeigbar sind. Die Darstellung dieser Werte als Signalzüge ist für den Arzt bei der Aufstellung einer Diagnose hilfreich und erleichtert ferner das Einstellen der richtigen mechanischen Vorspannung des Herzdrucksensors.

Um ein Elektrokardiogramm zusätzlich zum Handgrip-Apexkardiogramm-Test erstellen zu können, weist das erfindungsgemäße Herzdruckmeßgerät bevorzugt einen Eingang zum Anschließen von EKG-Elektroden auf, wobei das Herzdruckmeßgerät auch zum Erstellen eines EKG ausgelegt ist. Dafür weist das erfindungsgemäße Herzdruckmeßgerät EKG-Elektroden zum fortlaufenden Erfassen des Herzstroms, einen dritten, an die EKG-Elektroden angeschlossenen Verstärker zum Verstärken des Herzstromsignals, und einen dritten, an den Ausgang des dritten Verstärkers angeschlossenen A/D-Wandler zum Umwandeln des Herzstromsignals in ein digitales Herzstromsignal auf, wobei der Ausgang des dritten A/D-Wandlers an die rechnergesteuerte Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit angeschlossen ist und diese auch derart ausgelegt ist, daß von der Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit das digitale Herzstromsignal verarbeitet werden kann und die Herzstromwerte des digitalen Herzstromsignals in den Speicher abgelegt werden können. Durch Abrufen der in dem Speicher gespeicherten Herzstromwerte des digitalen Herzstromsignals kann bei dieser erfindungsgemäßen Ausführungsform zusätzlich zu und gleichzeitig mit dem Herzdrucksignal und dem Herzschallsignal auch ein Elektrokardiogramm erstellt werden.

Die Erfindung wird anhand einer bevorzugten Ausführungsform unter Bezugnahme auf die Zeichnung näher beschrieben. In der Zeichnung zeigen

Fig. 1 ein Blockschaltbild einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Herzdruckmeßgeräts,

Fig. 2 ein typisches Apexkardiogramm mit Phonokardiogramm und Elektrokardiogramm,

Fig. 3 eine Sprungantwort eines einfachen passiven

Hochpaßfilters.

Das aus Fig. 1 ersichtliche erfindungsgemäße Herzdruckmeßgerätes weist einen nicht-invasiven Herzdrucksensor 1 auf, der mit dem Eingang eines ersten Verstärkers 2 gleichstromgekoppelt ist, dessen Ausgang über einen ersten A/D-Wandler 9 mit einer rechnergesteuerten Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit 3 verbunden ist. Ein Schallsensor 4 ist an den Eingang eines zweiten Verstärkers 5 angeschlossen, dessen Ausgang über einen zweiten A/D-Wandler 10 mit der rechnergesteuerten Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit 3 verbunden ist. Ferner sind EKG-Elektroden 6 an den Eingang eines dritten Verstärkers 7 angeschlossen, dessen Ausgang über einen dritten A/D-Wandler 11 mit der rechnergesteuerten Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit 3 verbunden ist. Auch ist eine Anzeigevorrichtung 8 mit der rechnergesteuerten Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit 3 verbunden.

Die von den Sensoren (1, 4, 6) erfaßten analogen Herzdruck-, Herzschall- und Herzstromsignale, deren Verläufe sämtlich mit dem Herzschlag periodisch sind, werden mittels der Verstärker (2, 5, 7) verstärkt und mittels der A/D-Wandler (9, 10, 11) digitalisiert. Die digitalisierten Signale werden der rechnergesteuerten Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit 3 zugeführt und dort in einem Speicher gespeichert. Die rechnergesteuerte Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit 3 nach der aus Fig. 1 ersichtlichen Ausführungsform ist derart ausgelegt, daß unter Auswerten der digitalisierten Herzdruck-, Herzschall- und Herzstromsignale die Daten für ein Apexkardiogramm AKG, ein Phonokardiogramm PKG und ein Elektrokardiogramm EKG erstellbar sind.

Aus Fig. 2 sind die prinzipiellen Signalverläufe eines EKG, eines AKG und eines PKG ersichtlich. In Fig. 2 kennzeichnen O den frühdiastolischen Druck des Apexkardiogramms (d. h. des normierten, digitalen Herzdrucksignals), H die Gesamtamplitude (systodiastolische Amplitude) des Apexkardiogramms, D die Differenz zwischen dem frühdiastolischen Druck und dem Druck beim Maximum der A-Welle in dem Apexkardiogramm, C den Zeitpunkt des Beginns der systolischen Aufwärtsbewegung C im Apexkardiogramm und A die Höhe der A-Welle des Apexkardiogramms und A2 den Beginn der aortalen Komponente des zweiten Herztons im Phonokardiogramm. Der Punkt, von dem ab die Höhe der A-Welle gemessen wird, ist ein Wendepunkt im Apexkardiogramm und kann z. B. durch Differenzieren gefunden werden.

Die rechnergesteuerte Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit 3 nach der aus Fig. 1 ersichtlichen Ausführungsform ist auch derart ausgelegt, daß der Beginn und das Ende jeder Periode erkennbar ist, der Zeitpunkt des Beginns der aortalen Komponente des zweiten Herztons A2 ermittelbar ist, das normierte, digitale Herzdrucksignal unter Ermittlung der Höhe der A-Welle A, die gesamte systodiastolische Amplitude H, die Differenz zwischen dem frühdiastolischen Druck und dem Druck beim Maximum der A-Welle D, der Zeitpunkt des frühdiastolischen Druckes O, und der Zeitpunkt des Beginns der systolischen Aufwärtsbewegung C des normierten, digitalen Herzdrucksignals bestimmbar sind, und die für den Handgrip-Apexkardiogramm-Test wichtigen diagnostischen Parameter, wie der Quotient A/H, der Quotient A/D, die totale apexkardiografische Relaxationszeit TART, der totale apexkardiografische Relaxationszeit-Index TARTI und der kombinierte Relaxations- und A-Wellen-Index DATI berechenbar sind. Ferner ist die rechnergesteuerte Signalaufbereitungs- und Auswerteinheit 3 derart ausgelegt, daß ein Apexkardiogramm AKG, ein Phonokardiogramm PKG, ein Elektrokardiogramm EKG sowie die diagnostischen Parameter mittels der Anzeigevorrich-

tung 8 anzeigbar sind.

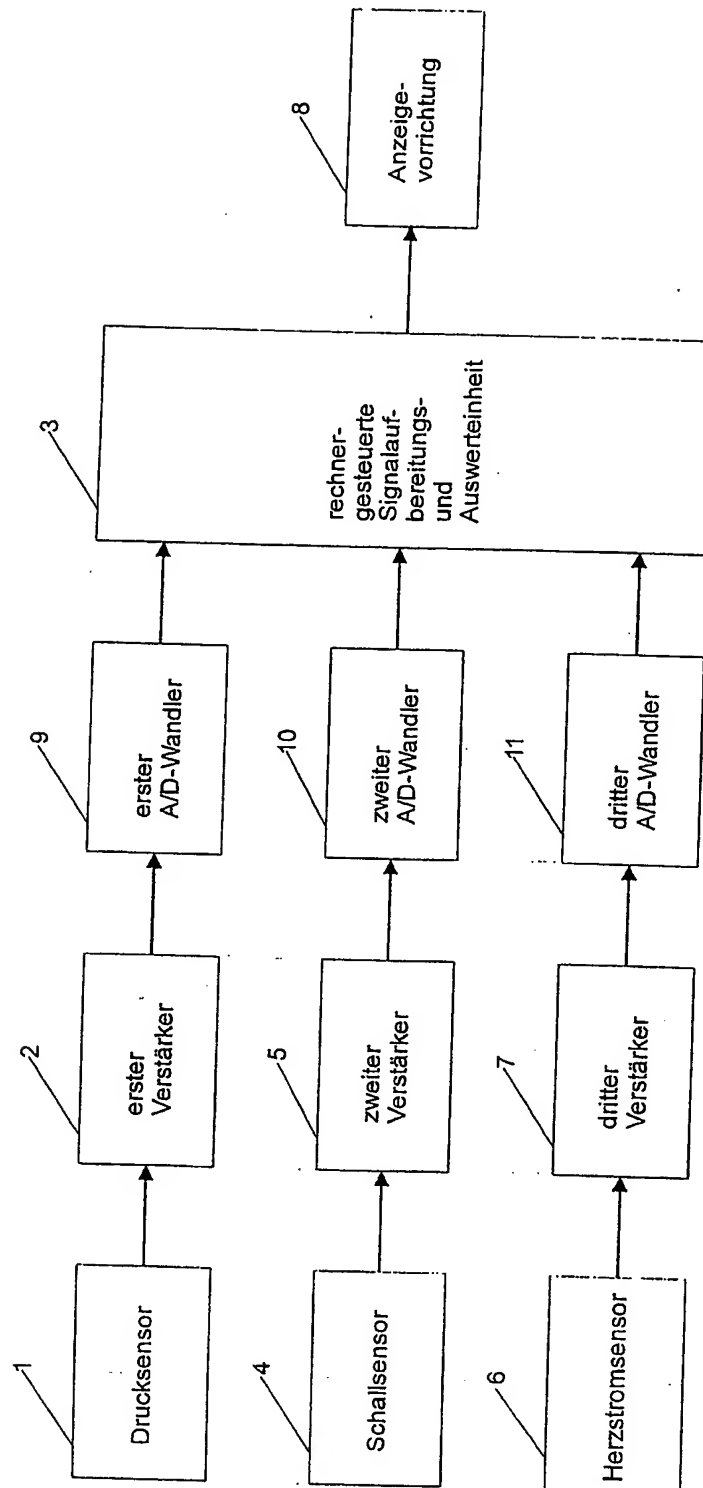
len eines EKG ausgelegt ist.

Patentansprüche

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen

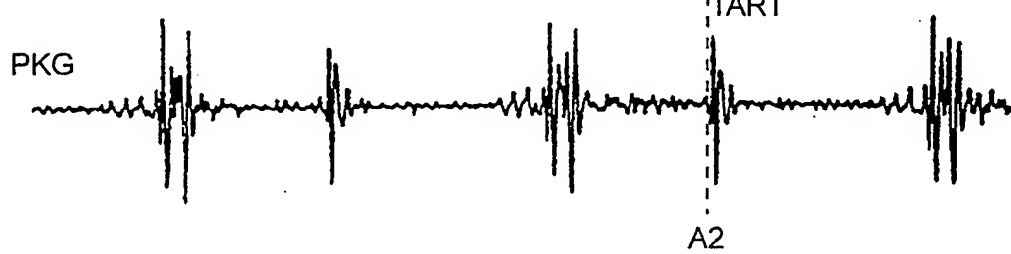
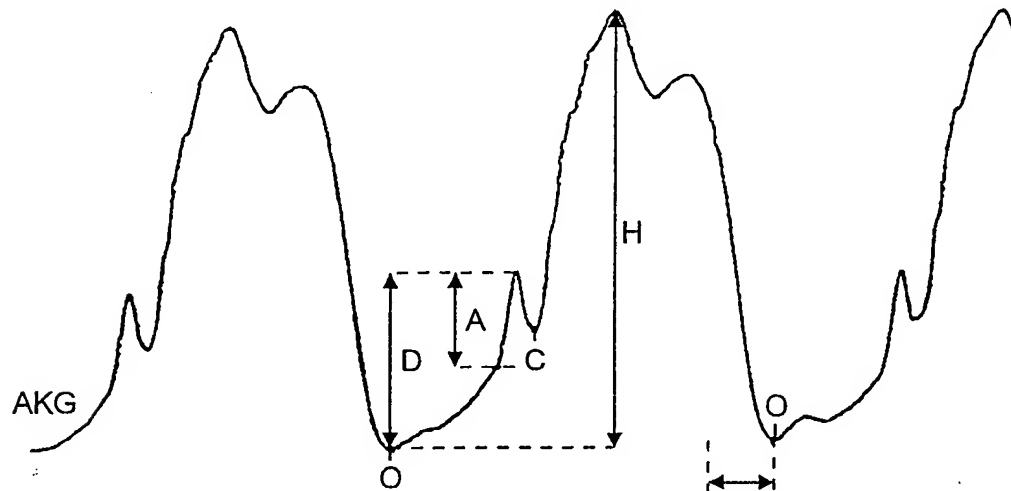
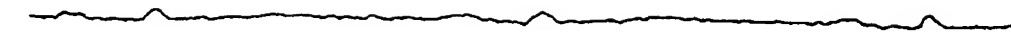
1. Herzdruckmeßgerät zum kontinuierlichen Messen 5
des Herzdruckes und zum Auswerten desselben, mit
einem nicht-invasiven Herzdrucksensor (1) zum fort-
laufenden Erfassen des linksventrikulären Herzdruckes
und zum Umwandeln der erfaßten Herzdruckwerte in
ein elektrisches Herzdrucksignal, 10
einem mit dem Herzdrucksensor gleichstromgekoppel-
ten Verstärker (2) zum Verstärken des elektrischen
Herzdrucksignals,
einem an den Ausgang des Verstärkers (2) angeschlos-
senen A/D-Wandler (9) zum Umwandeln des elektri- 15
schen Herzdrucksignals in ein digitales Herzdrucksig-
nal,
einer an den Ausgang des A/D-Wandlers (9) ange-
schlossenen rechnergesteuerten Signalaufbereitungs-
und Auswerteinheit (3), von der in einer jeden Periode 20
des digitalen Herzdrucksignals dessen Minimaldruck-
wert bestimmbar und von jedem Wert des digitalen
Herzdrucksignals unter Ausbildung eines normierten
Herzdrucksignals subtrahierbar ist, und
einem Speicher zum Speichern der Herzdruckwerte des 25
normierten Herzdrucksignals.
2. Herzdruckmeßgerät nach Anspruch 1, mit
einem Herzschallsensor (4) zum fortlaufenden Erfas-
sen des Herzschalls und zum Umwandeln der erfaßten
Herzschallwerte in ein elektrisches Herzschallsignal, 30
einem zweiten, an den Herzschallsensor angeschlosse-
nen Verstärker (5) zum Verstärken des elektrischen
Herzschallsignals, und
einem zweiten, an den Ausgang des zweiten Verstär-
kers angeschlossenen A/D-Wandler (10) zum Umwan- 35
deln des elektrischen Herzschallsignals in ein digitales
Herzschallsignal, wobei der Ausgang des zweiten A/D-
Wandlers (10) an die rechengesteuerte Signalaufberei-
tungs- und Auswerteinheit angeschlossen ist und diese
auch derart ausgelegt ist, daß von der Signalaufberei- 40
tungs- und Auswerteinheit
das digitale Herzschallsignal unter Ermittlung des Zeit-
punkts des Beginns der aortalen Komponente des zwei-
ten Herztons (A2) auswertbar ist, und
das normierte Herzdrucksignal unter Ermittlung 45
der Höhe der A-Welle (A),
der gesamten systodiastolischen Amplitude (H),
der Differenz (D) zwischen dem frühdiastolischen
Druck (O) und dem Druck beim Maximum der A-
Welle, 50
des Zeitpunkts des frühdiastolischen Druckes (O),
und
des Zeitpunkts des Beginns der systolischen Auf-
wärtsbewegung (C)
des normierten Herzdrucksignals auswertbar ist, 55
und aus diesen ermittelten Größen diagnostische Para-
meter berechenbar sind, wobei die ermittelten Größen
und die berechneten Parameter in den Speicher ableg-
bar sind.
3. Herzdruckmeßgerät nach Anspruch 1 oder 2, mit einer 60
an die rechnergesteuerte Signalaufbereitungs- und
Auswerteinheit (3) angeschlossenen und von dieser ge-
steuerten Anzeigvorrichtung (8), von der die in dem
Speicher gespeicherten Daten anzeigbar sind.
4. Herzdruckmeßgerät nach einem der Ansprüche 1 65
bis 3, mit einem Eingang zum Anschließen von EKG-
Elektroden, wobei das Herzdruckmeßgerät zum Erstel-

Coronardogramm
phonocardiogram



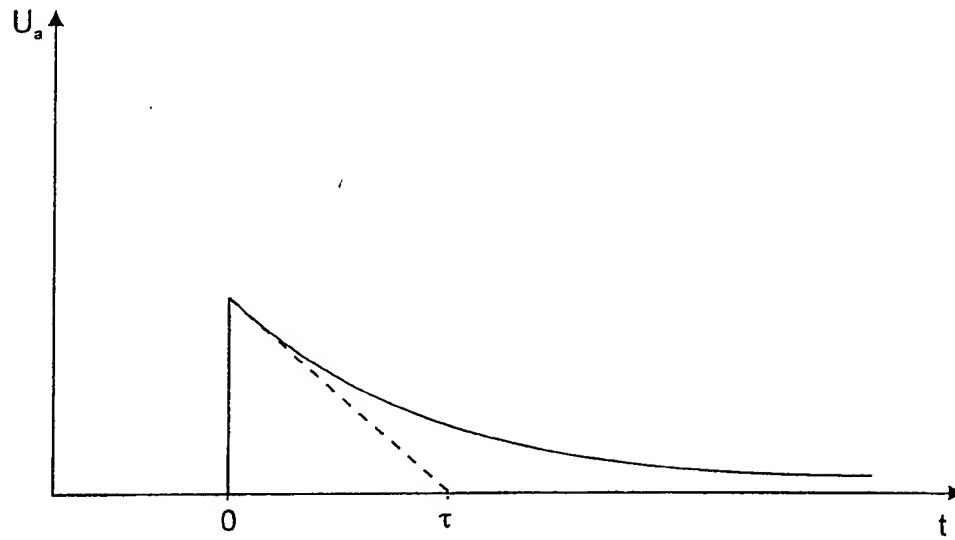
Figur 1

EKG



Figur 2

THIS PAGE BLANK (USPTO)



Figur 3

THIS PAGE BLANK (USPTO)